PCT WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM
Internationales Büro

INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)

(51) Internationale Patentklassifikation 7 : A61F 2/36

A2

(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: **WO 00/06054**

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 10. Februar 2000 (10.02.00)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE99/02318

(22) Internationales Anmeldedatum: 28. Juli 1999 (28.07.99)

(30) Prioritätsdaten:
198 34 277.2 30. Juli 1998 (30.07.98) DE

(71) Anmelder *(für alle Bestimmungsstaaten ausser US)*: AAP IMPLANTATE AG [DE/DE]; Lorenzweg 5, D–12099 Berlin (DE).

(72) Erfinder; und
(75) Erfinder/Anmelder *(nur für US)*: BAROUD, Gamal [–/CA]; 939–2, 4A Street N.W., Calgary, Alberta T2N 1P8 (CA). BRÄMER, Klaus [DE/DE]; Blankenauer Strasse 33, D–09113 Chemnitz (DE). KREISSIG, Reiner [DE/DE]; Arthur–Bretschneider–Strasse 16, D–09113 Chemnitz (DE).

(74) Anwalt: MEISSNER, Peter, E.; Meissner & Meissner, Patentanwaltsbüro, Hohenzollerndamm 89, D–14199 Berlin (DE).

(81) Bestimmungsstaaten: AE, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CU, CZ, DK, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW, ARIPO Patent (GH, GM, KE, LS, MW, SD, SL, SZ, UG, ZW), eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OAPI Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

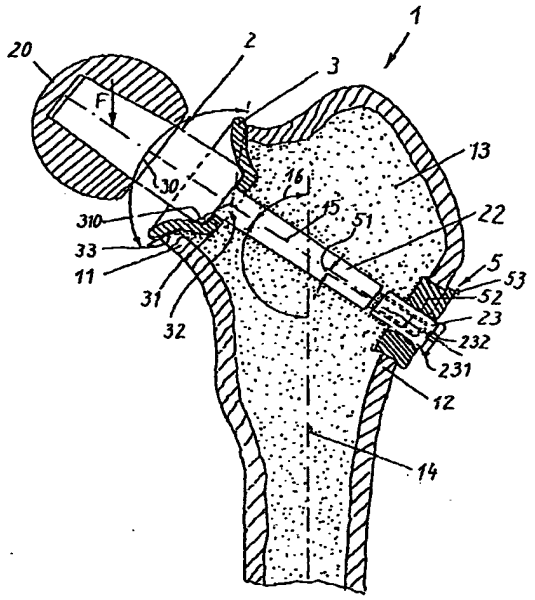
Veröffentlicht
Ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts.

(54) Title: FEMORAL NECK ENDOPROSTHESIS FOR AN ARTIFICIAL HIP JOINT

(54) Bezeichnung: SCHENKELHALSENDOPROTHESE FÜR EIN KÜNSTLICHES HÜFTGELENK

(57) Abstract

The invention relates to a femoral neck endoprosthesis for an artificial hip joint, consisting of an adapter (2) for accommodating the joint ball (20), a support ring (3) for guiding the adapter (2) on the proximal side of the femur (1) and a support bearing (5) for guiding the adapter (2) on the lateral side of the femur (1). The aim of the invention is to increase the strength of the bone tissue for a prosthesis. To this end, the prosthesis is configured in such a way that the adapter (2) is provided with a support shoulder (21) and a shaft (22), said shaft penetrating the femur (1) approximately along the extended axis (15) of the femoral neck. The support ring (3) is mounted on the proximal side of the femur (1) only with its support surface (33), and an axial stop (31) for the support shoulder (21) and a bore (32) for the shaft are arranged on the support ring (3) for guiding the adapter (2), said bore being laterally offset in relation to the support surface (33). In addition, the support bearing (5) is only fixed on the lateral side of the femur (1) and the guide bore (52) for the shaft (22) can be aligned with the axis (15) of the adapter (2).



(57) Zusammenfassung

Die Erfindung betrifft eine Schenkelhalsendoprothese für ein künstliches Hüftgelenk, bestehend aus einem Adapter (2) zur Aufnahme der Gelenkkugel (20), aus einem Stützring (3) zur Führung des Adapters (2) auf der proximalen Seite des Femur (1) und aus einem Stützlager (5) zur Führung des Adapters (2) auf der lateralen Seite des Femur (1). Mit dem Ziel die Tragfähigkeit des Knochengewebes für eine Prothese zu verlängern, wird dieselbe so ausgebildet, daß der Adapter (2) mit einer Stützschulter (21) und mit einem Schaft (22) versehen ist, der den Femur (1) etwa entlang der verlängerten Achse (15) des Oberschenkelhalses durchgreift, daß der Stützring (3) mit seiner Stützfläche (33) ausschließlich auf der proximalen Seite des Femur (1) gelagert ist, daß am Stützring (3) zur Führung des Adapters (2) ein axialer Anschlag (31) für die Stützschulter (21) und eine gegenüber der Stützfläche (33) lateral versetzte Bohrung (32) für den Schaft (22) vorgesehen sind, daß das Stützlager (5) ausschließlich an der lateralen Seite des Femur (1) fixiert ist und die Führungsbohrung (52) für den Schaft (22) auf die Achse (15) des Adapters (2) ausrichtbar ist.

LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AL	Albanien	ES	Spanien	LS	Lesotho	SI	Slowenien
AM	Armenien	FI	Finnland	LT	Litauen	SK	Slowakei
AT	Österreich	FR	Frankreich	LU	Luxemburg	SN	Senegal
AU	Australien	GA	Gabun	LV	Lettland	SZ	Swasiland
AZ	Aserbaidschan	GB	Vereinigtes Königreich	MC	Monaco	TD	Tschad
BA	Bosnien-Herzegowina	GE	Georgien	MD	Republik Moldau	TG	Togo
BB	Barbados	GH	Ghana	MG	Madagaskar	TJ	Tadschikistan
BE	Belgien	GN	Guinea	MK	Die ehemalige jugoslawische Republik Mazedonien	TM	Turkmenistan
BF	Burkina Faso	GR	Griechenland			TR	Türkei
BG	Bulgarien	HU	Ungarn	ML	Mali	TT	Trinidad und Tobago
BJ	Benin	IE	Irland	MN	Mongolei	UA	Ukraine
BR	Brasilien	IL	Israel	MR	Mauretanien	UG	Uganda
BY	Belarus	IS	Island	MW	Malawi	US	Vereinigte Staaten von Amerika
CA	Kanada	IT	Italien	MX	Mexiko		
CF	Zentralafrikanische Republik	JP	Japan	NE	Niger	UZ	Usbekistan
CG	Kongo	KE	Kenia	NL	Niederlande	VN	Vietnam
CH	Schweiz	KG	Kirgisistan	NO	Norwegen	YU	Jugoslawien
CI	Côte d'Ivoire	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	NZ	Neuseeland	ZW	Zimbabwe
CM	Kamerun			PL	Polen		
CN	China	KR	Republik Korea	PT	Portugal		
CU	Kuba	KZ	Kasachstan	RO	Rumänien		
CZ	Tschechische Republik	LC	St. Lucia	RU	Russische Föderation		
DE	Deutschland	LI	Liechtenstein	SD	Sudan		
DK	Dänemark	LK	Sri Lanka	SE	Schweden		
EE	Estland	LR	Liberia	SG	Singapur		

Schenkelhalsendoprothese für ein künstliches Hüftgelenk

Die Erfindung betrifft eine Schenkelhalsendoprothese für ein künstliches Hüftgelenk, bestehend aus einem Adapter zur Aufnahme der Gelenkkugel, aus einem Stützring zur axialen und radialen Führung des Adapters auf der proximalen Seite des Femur und aus einem Stützlager zur Führung des Adapters auf der lateralen Seite des Femur.

Solche Schenkelhalsendoprothesen sind in den unterschiedlichsten Formen bereits bekannt.

So zeigt die DE 27 24 234 A1 eine solche Prothese. Der die Gelenkkugel aufnehmende Adapter ist mit einer Stützschulter versehen und ein Schaft ragt weit in den Femur hinein. Die etwa kegelige Stützschulter sitzt auf einem Stützring, der auf dem Oberschenkelhals durch die Form seines Außenrandes fixiert ist. Auf der lateralen Seite des Femur ist ein Stützlager großflächig von außen angeschraubt.

Durch dieses Stützlager wird lateral eine lange Schraube mit langem Schaft, welcher den Femur durchgreift, mittels Gewinde am Adapter fixiert. Diese Schraube hat einen langen Führungsabschnitt, der formschlüssig in eine entsprechende lange Bohrung im Schaft des Adapters eingepaßt ist. Diese lange Schraube verspannt den Adapter einerseits mit dem Stützlager und andererseits mit dem Stützring. Ohne diese axiale Verspannung ist der Adapter nicht in der Lage, die erheblichen Belastungen zuverlässig in den Femur einzuleiten.

Eine solche Prothese ist mehrfach nachteilig. Die von Teilen der Prothese großflächig umschlossenen Teile der Kortikalis werden nach dem Einbau der Prothese nicht mehr ausreichend versorgt. Die Eigenschaften der Teile der Koritkalis verändern sich nachteilig. Die Kortikalis kann die üblicherweise auftretenden Kräfte nicht mehr aufnehmen. Die Funktionsfähigkeit einer solchen Prothese ist damit zeitlich erheblich begrenzt.

Die permanent vorhandene Verspannung des Femur zwischen Stützlager und Stützring führt zu einer bleibenden Verformung des Knochens und damit zu einer Lockerung der Prothese. Die permanente Belastung des Knochens durch die Verspannung führt vor allem an den Druckflächen zu einer Schädigung der Kortikalis. Ihre Widerstandsfähigkeit läßt nach. Die Funktionsfähigkeit der Prothese ist nach relativ kurzer Zeit nicht mehr gewährleistet.

Eine ähnliche Prothese wird auch durch die EP 207 985 B1 beschrieben. Der dem Adapter zugeordnete Stützkörper ist hier als prismatischer Körper ausgebildet, der formschlüssig in eine entsprechend vorzubereitende Ausnehmung im Femur eingesetzt wird. Dieser prismatische Stützkörper sorgt dafür, daß die über das Kugelgelenk üblicherweise auf die Prothese wirkenden Kräfte auf einer relativ großen Fläche und unter einem optimalen Übertragungswinkel in die etwa senkrechten Teile der Kortikalis übertragen werden.

Nachteilig ist jedoch auch hier, daß der prismatische Stützkörper seine Funktion nur dann erfüllen kann, wenn er gegen ein Stützlager auf der anderen, der lateralen Seite des Femur mittels Schraubverbindung verspannt wird.

Die vorn beschriebenen Nachteile sind auch bei dieser Ausführung vorhanden. Im erheblichen Maße nachteilig sind im Fall dieser Lösung zusätzlich die großen Substanzverluste am Knochen. Der keilförmige Stützkörper führt unter Wirkung der üblichen Belastung und der notwendigen Verspannkraft zu einer zusätzlchen Verformung des Femur.

Die starre Verbindung des Stützlagers und des Adapters über eine lange, eingepaßte Hülse verursacht zusätzliche Schädigungen des Femur. Die Funktionsdauer einer solchen Prothese ist dadurch ebenfalls deutlich begrenzt.

In einer Dissertation des Herrn Gamal Baroud an der Technischen Universität Chemnitz (verteidigt am 12.12.97) wurde eine weitere Ausführungsvariante vorgeschlagen. Der Adapter ist hier ebenfalls mit einer Stützschulter versehen. Die Stützschulter geht an ihrem äußeren Ende in einen langen, bis zur anderen Seite des Femur reichenden - vorzugsweise begrenzt elastischen - Schaft über.

Dieser so ausgebildete Adapter wird in eine den Schaft und die Stützschulter umschließende Führungshülse eingesetzt. Diese Führungshülse besteht aus einem Stützring, aus einem Stützlager und einer hülsenartigen, elastischen Verbindung zwischen den beiden Stützelementen.

Der Stützring hat in einer rotationssymetrischen Ausnehmung einen axialen Anschlag für die Stützschulter und eine Bohrung für den Schaft des Adapters. Am anderen Ende der Führungshülse ist das sog. Stützlager vorgesehen, das in der lateralen Kortikalis in einer entsprechenden Bohrung radial formschlüssig gehalten ist. Der Stützring und das Stützlager werden durch die hülsenartige, eng gewundene Spiralfeder relativ großen Durchmessers begrenzt elastisch miteinander verbunden.

Diese so zusammengesetzte Führungshülse wird von der proximalen Seite in eine entsprechende große Bohrung des Femur eingesetzt. Dabei liegt der radial gerichtete Bund des Stützringes quer zur Achsrichtung der Führungshülse an einer entsprechend bearbeiteten Auflagefläche der Kortikalis an.

Der anschließend eingesetzte Adapter wird in dieser Führungshülse mit seiner Stützschulter am Anschlag in dem Stützring gehalten und radial geführt.

Durch diese Anordnung der Führungshülse und die begrenzt elastische Ausbildung des Schaftes des Adapters sowie eine ggf. zwischen dem Adapter und der Führungshülse einfügbare Federscheibe können Bewegungen innerhalb der Prothese und evtl. auftretende Belastungsspitzen abgefangen und großflächig in den Femur abgeleitet werden.

Als in erheblichem Maß nachteilig hat sich herausgestellt, daß unter den gegebenen Bedingungen ein relativ großer Anteil der quer zur Achse des Adapters wirksamen Kräfte - mindestens bis zum Anwachsen - in die relativ weiche Spongiosa des Femur abgeleitet wird. Die Primärstabilität der Prothese ist dadurch begrenzt.

Ein weiterer Nachteil ist der relativ hohe Fertigungsaufwand und die relativ große Menge an körperfremden Material, das in den Femur eingefügt werden muß. Negativ ist auch, daß ein relativ großer Teil des Femurs entfernt werden muß. Der entscheidende Nachteil besteht jedoch in der notwendigen Verbindung zwischen dem Stützring und dem Stützlager. Der anfängliche Preßsitz des Stützlagers in der lateralen Kortikalis und das spätere Einwachsen dieses Stützlagers führen auch bei dieser Ausführung zu Verspannungen im Femur und an den Kontaktstellen zwischen Femur und Prothese.

Diese Verspannungen verursachen, wenn auch im weitaus geringeren Maße als bei den einleitend beschriebenen Prothesen, nach wie vor Schädigungen des Knochengewebes und tragen damit zur Verminderung der Lebensdauer der Prothese bei.

Der vorliegenden Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, eine Schenkelhalsendoprothese vorzuschlagen, die eine Verspannung des Femurs zum Zweck der Befestigung der Elemente der Prothese und bei der üblichen Belastung vermeidet. Sie soll Vorraussetzungen schaffen, damit lokale Belastungsspitzen innerhalb des Prothesenkörpers abgebaut werden können.

Die Kontaktflächen zwischen der Prothese und den tragenden Teilen der Kortikalis sollten so gestaltet werden, daß die natürliche Versorgung des Knochengewebes während der notwendigen Funktionsdauer der Prothese gewährleistet ist.

Diese Aufgabe der Erfindung wird auf überraschende Weise durch die Elemente des Anspruches 1 gelöst.

Durch die im Endeffekt fehlende starre Verbindung zwischen dem Stützring und dem Stützlager wird - wie unter natürlichen Bedingungen - die Belastung in die proximale Kortikalis eingeleitet. Eine Verspannung des Femur quer zu seiner Längsachse wird vollständig vermieden. Die Einleitung der Kräfte erfolgt überwiegend in die stabile, proximale Kortikalis. Auch unter ungünstigen Belastungsverhältnissen treten an den Kontaktstellen zwischen der Prothese und dem Femur keine der gefürchteten Zugkräfte auf. Die schmalen Kontaktflächen können stets durch die versorgenden Körperflüssigkeiten erreicht werden. Eine Zersetzung der Knochenstruktur kann so über einen wesentlich längeren Zeitraum vermieden werden.

Der Femur kann sich in seiner Gesamtheit wegen des Wegfalls einer mechanischen Verbindung zwischen der proximalen und lateralen Kortikalis in natürlicher Weise deformieren. Das trägt im erheblichen Maße zur Erhaltung der Funktionen des Knochengewebes bei.

Eine zusätzliche axiale Sicherung des Adapters im Stützring und im Stützlager gegen eine Bewegung in proximaler Richtung ist angesichts der im menschlichen Körper dort vorhandenen Sehnen und Muskeln nicht erforderlich.

Die Prothese ist einfach herstellbar und läßt sich auch an unterschiedliche Größen und Formen des Femur auf unproblematische Weise anpassen.

Die Prothese verfügt über die nötige Primärstabilität.

Durch die Gestaltung der Stützfläche des Adapters und des Stützringes mit einem entsprechenden mittleren Kegelwinkel - nach Anspruch 2 - wird gewährleistet, daß die durch das Kugelgelenk üblicherweise eingebrachte Belastung unter optimalen Bedingungen in die stützende Kortikalis eingeleitet werden kann. Bei Überlast ist eine zusätzliche Sicherung durch die Bohrung im Stützring gewährleistet.

Die Stützfläche des Stützringes an der proximalen Kortikalis - nach Anspruch 3 - ermöglicht die optimale Einleitung der normalen Belastung längs des Femur. Der Stützring selbst ist - nach Anspruch 4 - im Bereich zwischen der Stützschulter des Adapters und der Auflagefläche zur Kortikalis elastisch. Er kann so auch die unvermeidbaren Belastungsspitzen abbauen.

Eine vorteilhafte Gestaltung der Elastizität des Stützringes beschreibt Anspruch 5. Mit der Wahl der Tiefe der Schlitze kann man die Elastizität dem Körperbau des Patienten anpassen.

Der Stützring nach Anspruch 6 gewährleistet neben dem erwünschten elastischen Verhalten auch eine gewisse Dämpfung von Belastungsspitzen bei der Einleitung der Kräfte in den Femur.

Die Ausführungsformen des Stützlagers nach den Ansprüchen 7 bis 8 ermöglichen eine massearme Ausbildung des Stützlagers bei kleinster Kontaktfläche zur stützenden Kortikalis. Die Kortikalis wird bis hin zur Mitte der Anlagefläche ausreichend versorgt. Die Achse der den Schaft des Adapters führenden Bohrung kann dabei von vornherein auf den gewünschten Winkel ausgerichtet sein. Die ballige Form der Bohrung - nach Anspruch 8 - läßt eine gewisse Korrektur vor Ort zu.

Die Ausbildung des Stützlagers nach Anspruch 9 gestattet eine Anpassung der Bohrung in einem größeren Bereich bei optimaler Beweglichkeit des Schaftes in der Bohrung.

Mit der Anordnung des Axiallagers nach Anspruch 10 und seiner Ausbildung nach Anspruch 11 wird erreicht, daß die Funktionsfähigkeit der Prothese auch unter extremsten Bedingungen erhalten bleibt. Wesentlich ist hier jedoch, daß zwischen den axialen Anschlägen der Buchse und dem Stützlager immer ein ausreichendes Spiel vorhanden ist und sich die Buchse nicht vom Schaft löst.

Die Erfindung soll an Ausführungsbeispielen näher beschrieben werden. In den dazugehörigen Zeichnungen zeigen:

Fig. 1 einen Schnitt durch den Kopf eines Femur mit eingesetzter Schenkelhalsendoprothese,
Fig. 2 eine Ansicht auf den Stützring entlang seiner Achse,
Fig. 3 eine zweite Variante einer Schenkelhalsendoprothese,
Fig. 4 eine Modifizierung der elastischen Gestaltung eines Stützringes,
Fig. 5 ein Stützlager in der Ausführung als Pendelgleitlager und
Fig. 6 eine weitere vorteilhafte Ausbildung der Stützschulter des Adapters und des Stützringes.

In den Femur 1 ist in einem Winkel 16 zur Längsachse 14 des Oberschenkelknochens eine Schenkelhalsendoprothese eingesetzt. Die Achse 15 der Schenkelhalsendoprothese entspricht etwa der Achse eines gesunden Oberschenkelhalses. Der Winkel 16 (Fig. 1) hat dabei eine Größe zwischen 40° und 60°.

Die Schenkelhalsendoprothese besteht aus einem Adapter 2, der auf einem leicht kegeligen Abschnitt in seinem Kopfbereich die Gelenkkugel 20 aufnimmt. Nahe unterhalb dieser Gelenkkugel 20 ist eine Stützschulter 21 am Adapter 2 ausgebildet.

Unmittelbar hinter der Stützschulter 21 geht der Adapter 2 in den Schaft 22 über. Dieser Schaft 22 ist im Verhältnis zum Kopfabschnitt des Adapters 2 mit einem wesentlich kleineren Durchmesser versehen. Es ist wünschenswert, daß dieser Schaft 22 in den Bereichen der höchsten Beanspruchung im begrenzten Maß elastisch biegefähig ist.

Am unteren Ende des Schaftes 22 ist in diesem Beispiel ein Gewindeabschnitt vorgesehen, auf den die Gewindebüchse 23 aufgeschraubt werden kann. Die Büchse 23 hat vorzugsweise einen Außendurchmesser, der dem des Schaftes 22 entspricht. Die Gewindebüchse 23 hat zudem in ihrem Kopfbereich einen als axialer Anschlag 231 wirksamen Bund 231. Ein ensprechendes Profil (Schlitz 232) dient zum Drehen der Büchse 23 mit Hilfe eines Werkzeuges.

Diese Büchse 23 dient vor allem dazu, die Länge des Schaftes 22 in Grenzen variabel zu gestalten, ohne daß der Schaft 22 auf der lateralen Seite des Femur zu weit vorsteht. Die Büchse 23 kann auch aus einem besonders gut gleitfähigen Material bestehen, so daß das Stützlager 5 möglichst keine axialen Kräfte aufnehmen muß.

Zur Vorbereitung des Einsatzes des Adapters 2 in den Kopf des Femur 1 wird zunächst eine Bohrung für den Schaft 22 eingebracht. Mit dieser Bohrung wird der Winkel 16 zwischen der Achse 15 des Adapters 2 zur mittleren Längsachse 14 des Femur 1 festgelegt.

Nach dem Einbringen dieser Bohrung wird an der proximalen Seite des Femur 1 eine dem Stützring 3 angepaßte, vorzugsweise etwa kegelige Ausnehmung konzentrisch zur Achse 15 eingearbeitet. Der Kegelwinkel 30 dieser Ausnehmung kann im Bereich der Ausnehmung unterschiedlich sein. Im Bereich der proximalen Kortikalis 11, d. h. dort, wo der Stützring 3 mit seiner Stützfläche 33 an der Fläche 111 anliegt, wird dieser Winkel 30 vorzugsweise größer als 120° gewählt.

Durch die Vorbereitung dieser kegeligen Ausnehmung entsteht auf der proximalen Kortikalis 11 eine Auflagefläche 111, die sowohl Kräfte parallel zur Achse 15 als auch Kräfte quer zu dieser Achse 15 aufnehmen kann. Entscheidend ist vor allem der untere Teil der Auflagefläche 111, der in Längsrichtung des Femur 1 wirkende Kräfte aufnehmen kann.

In diese konische Ausnehmung wird ein begrenzt elastischer und deshalb mit relativ dünnen Wänden (abhängig von der vorraussichtlichen Belastung) versehener konischer Stützring 3 eingesetzt. Dieser Stützring 3 hat gegenüber der Auflagefläche 111 einen nach außen und unten, d. h. zur Längsachse 14 des Oberschenkelknochens hin versetzten, bundförmigen Anschlag 31, auf dem sich die Stützschulter 21 des Adapters 2 auflegt.

Die Bohrung 32 in der unmittelbaren Nachbarschft des Anschlages 31 oder eine andere innere ringförmige Ausnehmung im Stützring 3 sorgt für eine radiale Zentrierung des Adapters 2 im Stützring 3. Die innerhalb des Stützringes 3 in lateraler Richtung verlagerte Bohrung 32 sorgt dafür, daß beim Auftreten großer radialer Belastungen der Stützring 3 stets überall an der Fläche 111 der Kortikalis 11 anliegt.

Koaxial zur Achse 15 wird auch an der äußeren bzw. lateralen Kortikalis 12 eine vergrößerte Bohrung angebracht, die das Stützlager 5 aufnimmt. Diese Bohrung ist zweckmäßigerweise rechtwinklig zur mittleren Außenkontur der Kortikalis 12 in diesem Bereich ausgerichtet, so daß der flache Bund 53 des Stützlagers 5 möglichst optimal an der Kortikalis 12 zur Anlage kommt.

Das Stützlager 5 wird im einfachsten Fall mit einem Press-Sitz in die Bohrung eingebracht. Wird die Kontaktfläche des Stützlagers 5 zur lateralen Kotrtikalis 12 leicht konkav ausgebildet, kann man die Kontaktkräfte zur Kortikalis 12 im eingebauten Zustand bei hoher Lagestabilität des Stützlagers 5 reduzieren.

Im mittleren Bereich hat dieses Stützlager 5 eine Bohrung 52, deren Achse auf die Achse 15 des Schaftes 22 ausgerichtet ist.

Es hat sich als zweckmäßig erwiesen, diese Bohrung 52 entweder ballig auszuführen oder eine Art Kugelgelenk (61, 62 - in Fig. 5) an dieser Stelle vorzusehen, damit der meist nicht vermeidbare Winkel 51 bzw. 63 zwischen der Achse der Bohrung in der äußeren Kortikalis 12 zur Achse 15 des Adapters 2 ausgeglichen werden kann.

Diese Bohrung 52 kann den Schaft 22' direkt oder über eine am Schaft 22 befestigte Gewindebüchse 23 formschlüssig führen.

In den mit dem Stützring 3 und dem Stützlager 5 (6) ausgestatteten Kopf des Femur 1 wird jetzt der Adapter 2 von der proximalen Seite her eingesetzt und - sofern gewünscht - durch das Aufbringen der Gewindebüchse 23 von außen und unten axial gesichert (nicht verspannt!!!).

Die in der Regel an der Gelenkkugel 20 angreifende Kraft F (die Richtung der Kraft ist in Grenzen variabel) werden über die Stützschulter 21 und die zur Achse 15 konische Auflagefläche 111 an der Kortikalis 11 durch die Teile des Femur 1 aufgenommen, die die höchste Tragfähigkeit besitzen, nämlich durch die Kortikalis 11. Eine Verspannung innerhalb des Femur ist vollständig ausgeschlossen.

Zur Vermeidung extremer Belastungsspitzen - insbesondere zwischen dem Stützring 3 und der Auflagefläche 111 - ist es zweckmäßig, zwischen der Kugel 20 des Gelenkes und der gen. Auflagefläche 111 elastische Elemente anzuordnen.

Eine gewisse Elastizität gewährt dabei bereits der relativ dünnwandige Stützring 3. Man kann ggf. die Größe der Nachgiebigkeit noch an den Körperbau des jeweiligen Patienten anpassen, indem man in den Stützring 3 - etwa so, wie es in Fig. 2 dargestellt ist - radiale Schlitze 34 einbringt. Diese Schlitze 34 ermöglichen insbesondere im Bereich der Stützfläche 33 gegenüber dem Anschlag bei 310 der Stützschulter 21 eine mehr oder weniger große Elastizität.

Eine zusätzliche Elastizität wird durch den relativ kleinen Durchmesser des Schaftes 22 am Adapter 2 gewährleistet. Durch die normale Belastung - angezeigt duch den Pfeil F - über die Achse der Kugel 20 und dem Widerstand des Stützlagers 5 bewirkt die an der Stützschulter 21 von unten angreifende Kraft eine leichte Biegung des Adapters 2 um den Angriffspunkt des Radiallagers in der Bohrung 32 nahe der Stützschulter 21. Durch die genannten elastisch

ausgebildeten Elemente erhält die Schenkelhalsendoprothese in ihrer Gesamtheit eine Elastizität ähnlich der eines gesunden Femur 1.

Ein weiterer Vorteil dieser Schenkelhalsendoprothese besteht darin, daß die durchweg schmalen Bereiche der Kortikalis 11, 12, in denen die Kräfte in den Femur 1 eingeleitet werden, durch Körperflüssigkeit entweder über die Spongiosa 13 von innen oder auch von außen mit funktionserhaltenden Stoffen versorgt werden. Ein Abbau der Kortikalis 11, 12 in diesen begrenzten Belastungszonen ist auch nach längerem Einsatz der Prothese kaum zu befürchten.

Ein weiteres Ausführungsbeispiel der Schenkelhalsendoprothese ist in Fig. 3 gezeigt. Der Aufbau dieser Prothese ist im Bereich des Stützringes 3 und im Bereich des Stützlagers 5 ähnlich oder gleich dem Beispiel, das in Bezug auf Fig. 1 beschrieben wurde.

Der Schaft 22' des Adapters 2 hat hier bis an sein äußerstes Ende den gleichen Durchmesser und trägt kein Gewinde. Er gleitet direkt in der Bohrung 52 des Stützlagers 5. Die Bohrung 52 ist hier leicht ballig ausgeführt, so daß kleine Winkelabweichungen 51 korrigierbar sind.

Bei dieser Variante ist der Schaft 22' vor dem Einsetzen in einer größeren Länge bereitzuhalten. Seine Länge ist nach dem Abschluß der Vorbereitungen für den Einbau des Adapters 2 zu bestimmen und so zu gestalten, daß sein freier Vorstand auf der lateralen Seite des Femur 1 begrenzt ist.

Die Fig. 4 zeigt eine weitere Variante zur elastischen Ausbildung des Stützringes 3'. Hier ist die Stützschulter 21' des Adapters 2' zur proximalen Seite hin versetzt. Zwischen dieser Stützschulter 21' und dem Stützring 3' ist ein Federring 4, der mit einem Schlitz versehen sein kann, eingefügt. Dadurch, daß sich der Federring 4 im Innenkegel des Stützringes 3' abstützt, ermöglicht er im Zusammenwirken mit einem begrenzt elastischen Stützring 3' eine zusätzliche Elastizität in Achsrichtung und auch quer zu dieser Achse 15. Der etwas verlängerte Schaft 22" des Adapters 2' sorgt für eine zusätzliche Elastizität.

Die Fig. 5 zeigt eine Ausführungsvariante des Stützlagers 6, das anstelle des Stützlagers 5 eingesetzt werden kann. Das hier in die äußere Kortikalis 12 eingesetzte Stützlager 6 besteht aus einem Führungsring 61 und einem Gleitring 62. Der Führungsring 61 ist mittels festem Sitz in die Kortikalis 12 eingedrückt oder eingerastet. Er hat an seiner Innenseite eine konkav kugelförmig ausgebildete Fläche, in die der Gleitring 62 pendelnd geführt werden kann. Der Gleitring 62 hat eine zentrische Bohrung 64, die dem Durchmesser des Schaftes 22', 22" oder dem Durchmesser der Büchse 23 entspricht. Er ermöglicht eine Einstellung auf in Grenzen beliebige Winkel 63.

Der Vorteil dieser Ausführung des Stützlagers 6 besteht darin, daß der Schaft 22' der Prothese stets ohne Verspannung geführt werden kann. Die Anpassung an die meist sehr unterschiedlichen äußeren Konturen des Femur 1 und an evtl. abweichende Winkel der Bohrungen für den Adapter 2 in dem Femur kann stets mit hoher Präzision gewährleistet werden.

Die Darstellung in Fig. 6 zeigt eine besonders interessante Ausführung der Erfindung. Der Stützring 3" liegt auf einer ebenen Fläche 111' der Kortikalis 11 auf. Die Stützschulter 21" des Adapters 2" ist als flacher kegeliger Ring ausgebildet und stützt sich an der ebenfalls kegelig ausgestalteten Fläche 31" am Bund des Stützringes 3" ab.

Die Bohrung 32" führt den Schaft 22 des Adapters 2" mit einem etwas größeren Spiel, so daß die Zentrierung des Adapters 2" unter normalen Bedingungen durch die kegelige Stützschulter 21" in Verbindung mit der kegeligen Anschlagfläche 31" des Stützringes 3" erfolgt.

Erst bei Überlast wird die Bohrung 32" als radiale Führung des Adapters 2" wirksam. Die radiale Kraftübertragung vom Stützring auf den Femur wird in diesem Falle durch den Übergang zur Nabe des Stützringes 3" unterstützt.

Bezugszeichenliste

1	Femur
11	Kortikalis, proximal
111	Auflagefläche
12	Kortikalis, lateral
13	Spongiosa
14	Achse (Oberschenkelknochen)
15	Achse der Prothese
16	Winkel
2, 2', 2"	Adapter
20	Kugelgelenk
21, 21', 21"	Stützschulter
210	Winkel
22, 22', 22"	Schaft
23	Gewindebüchse
231	Bund, axialer Anschlag
232	Schlitz
3, 3', 3"	Stützring
30, 30'	Kegelwinkel
31, 31', 311	Anschlag
310	Anschlag / Hauptbelastungszone
32, 32"	Bohrung
33, 33'	Stützfläche / Auflagefläche
34	Schlitz
4	Federring, geschlitzt

5, 5'	Stützlager
51	Winkel
52	Bohrung, ballig
53	Bund
6	Stützlager
61	Führungsring
62	Gleitring, kugelförmig
63	Winkel
64	Bohrung
F	Belastung

Patentansprüche

1. Schenkelhalsendoprothese für ein künstliches Hüftgelenk, bestehend
aus einem Adapter (2) zur Aufnahme der Gelenkkugel (20),
aus einem Stützring (3) zur axialen und radialen Führung des Adapters (2) auf der proximalen Seite des Femur (1) und
aus einem Stützlager (5) zur Führung des Adapters (2) auf der lateralen Seite des Femur (1),

dadurch gekennzeichnet,

daß der Adapter (2, 2', 2")
mit einer dem Femur (1) zugewandten Stützschulter (21) und
mit einem Schaft (22, 22', 22") versehen ist, der den Femur (1) etwa entlang der verlängerten Achse (15) des Oberschenkelhalses durchgreift,

daß der Stützring (3) ausschließlich auf der proximalen Seite des Femur (1) gelagert ist, wozu dieser mit seinem Bund (Stützfläche 33) an einer bearbeiteten Auflagefläche (111) der proximalen Kortikalis (11) und mit seiner Nabe innerhalb des Femur (1) sein Lager hat,

daß am Stützring (3) zur Führung des Adapters (2)
- ein axialer Anschlag (31) für die Stützschulter (21) des Adapters (2) und
- eine gegenüber der Stützfläche (33) lateral versetzte Bohrung (32) für den Schaft (22) des Adapters (2) vorgesehen sind,

daß das Stützlager (5) ausschließlich an der lateralen Seite des Femur (1), überwiegend an der lateralen Kortikalis (12) fixiert ist und die jeweils wirksame Achse der Führungsbohrung (52, 64) für den Schaft (22) des Adapters (2) im Stützlager (5; 6) auf die Achse (15) des Adapters (2) ausrichtbar ist.

2. Schenkelhalsendoprothese nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet,**
daß der Adapter (2) mit einer kegeligen Stützschulter (21") versehen ist, die einer innen kegelig ausgeführten Anschlagfläche (311) am Bund des Stützringes 3" passend zugeordnet ist und
daß der Schaft (22) des Adapters in der Bohrung (32") des Stützringes 3" mit Spiel geführt wird.

3. Schenkelhalsendoprothese nach Anspruch 1oder 2, **dadurch gekennzeichnet,**
daß die Stützfläche (33) des Stützringes (3, 3') zur Achse (15) des Adapters (2) einen sich in proximaler Richtung öffnenden, mittleren Kegelwinkel (30) zwischen 120° und 160° aufweist.

4. Schenkelhalsendoprothese nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet,**
daß der Stützring (3, 3') zwischen den Anlageflächen der Stützschulter (21, 21') und der Stützfläche (33) zur Auflagefläche (111) hin begrenzt elastisch ausgebildet ist.

5. Schenkelhalsendoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet,**
daß der Bund des Stützringes (3, 3') an seinem Umfangsbereich mindestens einen, vorzugsweise radialen Schlitz (34) aufweist.

6. Schenkelhalsendoprothese nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet,**
daß der Stützring (3') mit einem im wesentlichen unelastischen, innen kegeligen Bund versehen ist und
daß zwischen der Stützschulter (21') des Adapters (2) und dem Innenkegel deskegeligen Bundes ein mindestens axial elastischer Federring (4) angeordnet ist.

7. Schenkelhalsendoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet,**

daß das Stützlager (5, 5', 6)

- die laterale Kortikalis (12) des Femur (1) etwa senkrecht zu dessen Oberfläche formschlüssig durchgreift und
- eine Bohrung (52) für die Führung des Schaftes des Adapters (2) hat, deren Achse (15) um einem Winkel (51; 63) zwischen 5° und 30° gegenüber der Achse des Stützlagers (5, 5', 6) geneigt ist.

8. Schenkelhalsendoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 7,
dadurch gekennzeichnet,

daß das Stützlager (5, 5') mit Profilen zum Drehen des Stützlagers (5, 5') in der Kortikalis (12) ausgestattet ist und

daß die Bohrung (52) auf die wahrscheinliche Lage der Achse (15) des Schaftes (22) des Adapters (2) ausgerichtet und ballig augeführt ist.

9. Schenkelhalsendoprothese nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet,**

daß das Stützlager (6) aus einem äußeren Führungsring (61) mit einer kugelförmigen inneren Führungsfläche und aus einem in den Führungsring (61) einsetzbaren kugelförmigen Gleitring (62) mit einer Bohrung für den Schaft (22) des Adapters (2) besteht.

10. Schenkelhalsendoprothese nach den Ansprüchen 1 bis 6,
dadurch gekennzeichnet,

daß dem äußeren Ende des Schaftes (22) ein lösbares Axiallager (Gewindebüchse 23) zugeordnet ist.

11. Schenkelhalsendoprothese nach Anspruch 10, **dadurch gekennzeichnet,**

daß das Axiallager eine Gewindebüchse (23) ist, deren Außendurchmesser die Bohrung (52; 64) im Stützlager (5, 5'; 6) mit Spiel durchgreift,

daß die Gewindebüchse (23) außen axial gerichtete Anschläge hat und mittels Schraubverbindung axial am Ende des Schaftes (22) einstellbar und in der eingestellten Position fixierbar ist.

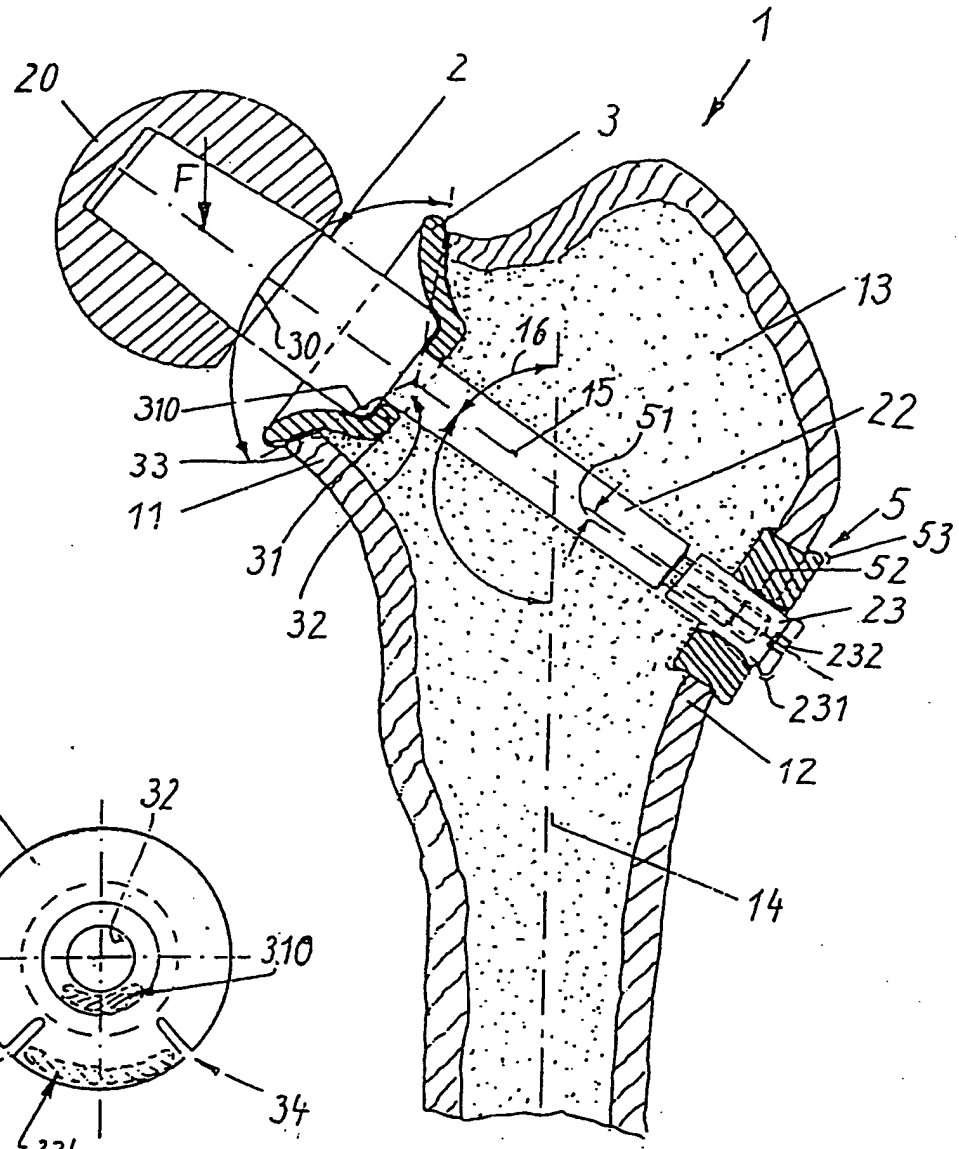

1
20
2
3
F
30
13
16
310
15
51
22
33
11
31
32
5
53
52
23
232
231
12
14

Fig.1

3
32
310
34
34
33'

Fig.2

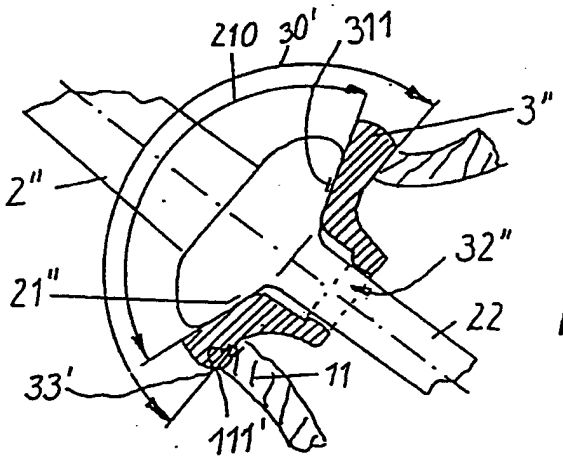


Fig. 6

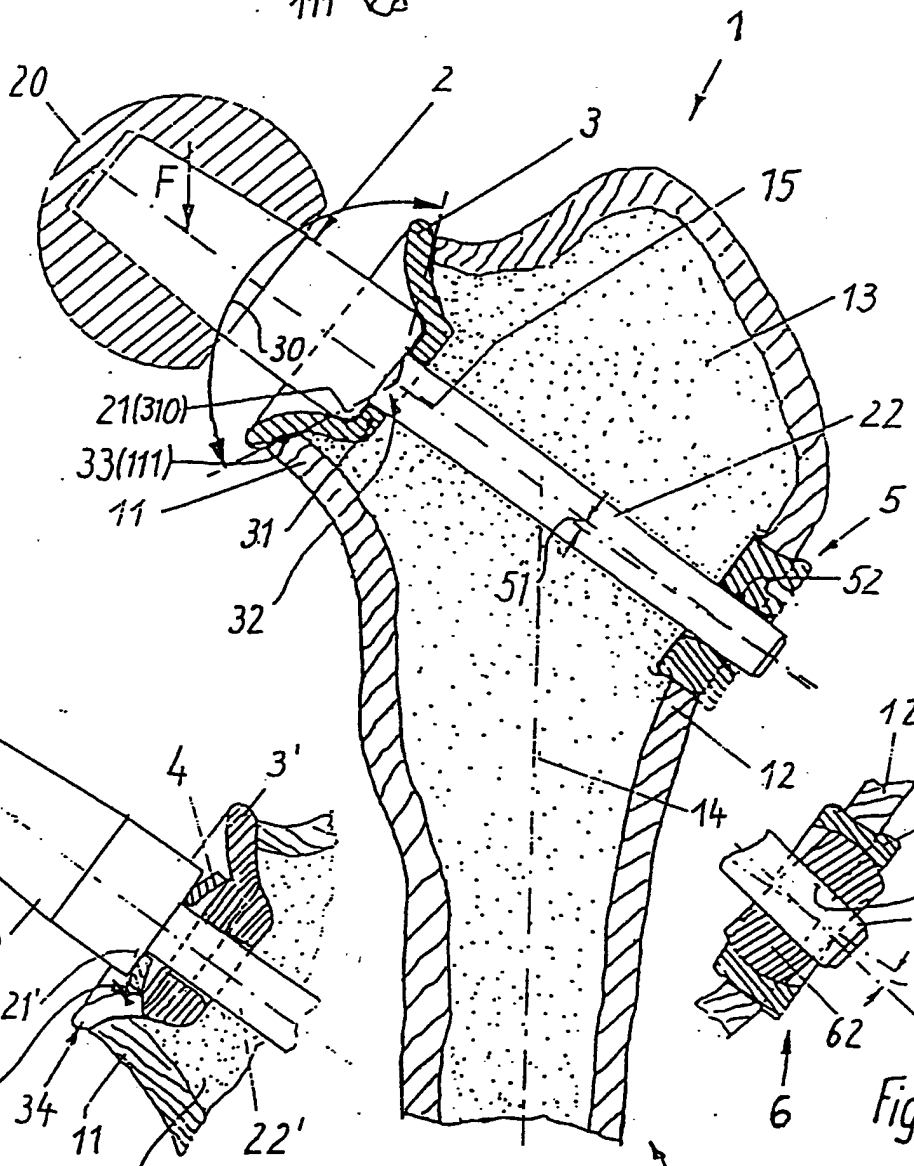


Fig.3

Fig.4

Fig.5